

(43)Date of publication of application : 18.01.1991

G02C 7/04
A61F 2/16

(71)Applicant : ESSILOR INTERNATL (CIE GEN
OPT)

(72) Inventor : MERCIER JEAN-LOUIS

Priority number : 89 8906594 Priority date : 19.05.1989 Priority country : FR

(57)Abstract:

$$x = \frac{1}{\sqrt{1 - \beta^2}} \frac{t^2}{\sqrt{1 - \beta^2}} = (1 + \beta^2) \frac{t^2}{2} = (1 + \beta^2) \frac{t^2}{2}$$
$$P = N \cdot \frac{1}{1 + \frac{d}{v}}$$

Thereby a focal characteristic is provided at two points expression the state of an accurate sight with respect to a far sight and a near sight, and concerning an intermediate sight between these two sights a user is given a most comfortable sight.

⑪ 公開特許公報(A) 平3-11315

⑫ Int. Cl.⁵

識別記号

特許整理番号

⑬ 公開 平成3年(1991)1月18日

G 02 C 7/04
A 61 F 2/16

7029-2H
7603-4C

審査請求 未請求 請求項の数 12 (全10頁)

⑭ 発明の名称 眼球内インプラントまたはコンタクトレンズなどの視力矯正光学要素

⑮ 特 願 平2-126542

⑯ 出 願 平2(1990)5月16日

優先権主張 ⑰ 1989年5月19日 ⑱ フランス(FR) 8906594

⑲ 発 明 者 ジヤン ルイ メルシ フランス国 91640 フォンテノイ レ ブリース リニ
エール デュ ボン ビュイト 3

⑳ 出 願 人 エシロール アンテル フランス国 94028 クレティル セデツクス エシヤ
ナショナル コムパニ 902 リユー トーマス エディソン 1番
ー ジエナル ドブ
ティク

㉑ 代 理 人 弁護士 中 村 稔 外7名

明 細 書

1. 発明の名称 眼球内インプラントまたはコン
タクトレンズなどの視力矯正光
学要素

2. 特許請求の範囲

(1) 少なくとも一方が、以下の式を満足する子午
断面をもつ回転対称面としての中心部分をもつ、
前面と後面とを有する視力矯正光学要素：

$$x = \frac{1}{R_1} \left(\frac{Y^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + K) Y^2 / R_1^2}} \right) + A_2 Y^4 + A_3 Y^6 + A_4 Y^8 + A_5 Y^{10}$$

上記式において、 R_1 、 K 、 A_2 、 A_3 、 A_4 および
 A_5 は数値パラメータであって、該光学要素と符
定の眼のモデルを含むが、該光学要素が眼球内
インプラントである場合には水晶体が除かれて
いる光学系に対して、該パラメータがある代表
的なカーブを、以下の式：

$$P = N' \cdot \frac{dx'}{f' \cdot x}$$

(ここで、 f' は像媒の屈折率であり、 x' は
像媒のモデルの焦点であり、かつ dx' は像空間
における視方向の線微分要素を意味する)で定義され
る近視物体Pに対して与えるように選択され、

・ 軸からの大きな距離に対しては、該代表的
カーブは、零以下または零に等しい値をもち、
かつある規定された距離を越える距離域と該基
準点に関して逆傾(-5、-3.5)および(-1.5、
2.75)をもつ点を越える距離との間に完全に同
在する実質的に真直の第1の部分を含み、

・ 該軸からの小さな距離に対しては、該代表
的カーブは、該基準点に関して水平座標(-2.5)
と(-4)とをもつ点域にて、ジオプトル軸と
垂直に交叉する第2の部分を含み、かつ

・ 該軸からの中間的距離に対しては、該代表
的カーブは該第1および第2部分と単調かつ選
続的に合体する子午断面を含む、

(2) 該数値パラメータが、遠視野に対して、該光
学要素と使用する眼のモデルとを含むが、通常
な場合には、水晶体が除かれている該光学系に

- 起因する縦方向の球面収差が、結水晶体で完全なものとされた模型のモデル単独の収差と実質的に等しくなるように選択される請求項1記載の光学要素。
- (3) 最狭径パラメータが、遠視野に対して、該光学要素と使用する球面のモデルとを合むが、適当な場合には水晶体が設けられている球光学系に起因する縦方向の球面収差が実質的に補償されるように選択される請求項1記載の光学要素。
- (4) 球面のモデルが、R、ナバは等の「アコモデーションディペンデントモデルオブザヒューマンアイウイズアスフェリックス」を認する、 $f, 0pt, 300, AN, A, \dots$ 、1985、2、168に掲載された論文に記載されているものである請求項1記載の光学要素。
- (5) 中心に非球面をもつ球表面の周辺部がトロイド状表面を含み、その曲率半径が、該トロイド状表面と球非球面とが合体する位置において、球非球面の曲率半径と等しい請求項1記載の光学要素。

3.発明の詳細な説明 (産業上の利用分野)

本発明は、一般的に言えば視力を矯正するために用いる光学要素に関連する。

より詳しくいえば、本発明は眼球内インプラントに係るが、本発明はまたコンタクトレンズにも応用できる。

(従来の技術)

周知の如く、眼球内インプラントが欠陥のある水晶体の代用品として工夫されている。

この種の眼球内インプラントは、通常調節性をもたない。

例えば、このことは米国特許US-A-4,504,982号の主旨であるインプラント材についていえる。

この米国特許において、関連する眼球内インプラント材の前部中央部分は以下の式を満たす半円断面をもつ回転非球面をなしている：

$$X = \frac{1}{R_2} \left(\frac{Y^2}{1 + \sqrt{1 - (1/R_2)^2 Y^2 / R_1^2}} \right) + A_0 Y^4 + A_2 Y^6 + A_4 Y^8 + A_6 Y^{10} + \dots$$

- 94 球面球面が2.35mm以下の半径をもつ円面によって形成されている請求項1記載の光学要素。
- 97 球面球面の屈折率が1.336である請求項1記載の光学要素。
- 99 球面のモデルの焦点距離が一定である請求項1記載の光学要素。
- 100 焦点距離が18~25mmである請求項8記載の光学要素。
- 101 焦点距離が21.5mmである請求項9記載の光学要素。
- 102 眼球内インプラント形状にある請求項1記載の光学要素。
- 103 コンタクトレンズ形状にある請求項1記載の光学要素。

ここで、R、K、 A_0 、 A_2 、 A_4 、 A_6 および A_8 は数値パラメータである。しかし、この眼球内インプラントを全体としてみれば、一定の能力のものであり、該問題とする数値パラメータは単に縦方向の球面収差の大部分が矯正されるように選ばれているに過ぎない。

同様に、米国特許第4,759,033号の開示する眼球内インプラント材は、これが2焦点レンズであることから、遠方視と近方視との間の中間視野に対して何の配慮もなされていないという点で、調節能力に欠けている。

調節性の全くないこの種の眼球内インプラントの明らかな欠点は、これらがあらゆる種類の視野に対して本来的に不十分であることであり、そのために、特に一定の能力しかもたない眼球内インプラントの場合には必要に応じて調節を掛けることが必要とされる。

調節可能な眼球内インプラントが米国特許第4,719,193号に記載されている。

しかし、この眼球内インプラントは調節性のデ

バイスであって、現実に見視できない色収差をもたず。

(発明が解決しようとする課題)

本発明の目的は調節可能な光学デバイス、特に眼内インプラントを提供することであり、これは上記欠点を全く示さないものである。

今日まで、眼内インプラントの設計上の計算は、本質的に、空気中で屈折したインプラントにつき、眼インプラントに要求される単一の屈折力に基づき、しかも眼インプラントが眼の中で生ずる縦方向の球面収差には考慮を払わずになされてきた。これに対し、本発明では、一層固定されてしまえば、この種の眼内インプラントが光学系の一要素となりその他の要素が注目する眼の一部であると考えられ、また、計算によって予想されるように、この光学系内で所望の縦方向の球面収差を生ずるに必要な表面形状を眼内インプラントに付与するという点で上記公知の考え方と異なっている。

眼の各要素、従ってその特性は人毎に変化する

この一般式において、 R_1 、 K 、 k_1 、 k_2 、 k_3 および k_4 は数値パラメータであって、該光学要素と特定の眼のモデルとからなる（但し、該光学要素が眼内インプラントである場合には水晶体を除く）光学系に対して、該パラメータがある代表的なカーブを、以下の式：

$$P = N' \cdot \frac{dx'}{f' \cdot s}$$

（ここで N' は像深部の屈折率であり、 dx' は像空間における縦方向の球面収差であり、かつ f' は該眼のモデルの焦点である）で定義される近接物体 P に対して与えるように選択され、

・軸からの大きな距離に対しては、該代表的カーブは、零以下または零に等しい値をもち、かつ完全に、ある視座に於いて該基点を通る屈折線と該基点に関して曲線（-5、1.5）および（-1.5、2.15）をもつ点を通る群線との間に局在する実質的に真直の第1の部分を含む、

・軸からの小さな距離に対しては、該代表的

という問題がある。

本発明は、また基準として特定の眼のモデルを使用することをも提案する。

これは、好ましくは、ナバロ (NAVARRO) 等による、*アコモデーション・インディペンデントモデルオブザヒューマンアイウィズアスフェリックス (Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics) *と題する論文 (J. Opt. Soc. Am. A, 1985 (8月) 2, 668) に記載された眼のモデルである。

尚、このモデルの代りに別の眼のモデルと同様に問題なしに適用することができる。

(課題を解決するための手段)

本発明は、少なくとも一方が以下の式を満足する若干部分をもつ屈折非球面形状の中心部分をもつ、前面と後面とを有する視力矯正光学要素からなる：

$$K = \frac{1}{R_1} \left(\frac{Y^4}{1 + \sqrt{1 + (1 + K) Y^2 / R_1^2}} \right) \{ k_1 Y^4 + k_2 Y^6 + k_3 Y^8 + k_4 Y^{10} \}$$

カーブは、該基準値に関して水平座標（-2.5）と（+4）をもつ範囲にて、ジオートル軸と垂直に交叉する第2の部分を含む、かつ

・該軸からの中間的な距離に対しては、該代表的カーブは数値1および第2部分と該軸とが連続的に合体する若干部分を含む。

本発明の光学要素とこれを適用した眼とを含む光学系は遠方視と近方視とに対する広範囲の視力状態をまづ2点において該特性をもち、上記2つの視野間の中間的視力についても最適な使用者の快適さを与える可能性をもつ。

特に、欠陥のある水晶体と置換された眼内インプラントの場合には、本発明は眼の失った調節能力の真の復元を達成する一方で自然に受け入れられる限界内に縦方向の球面収差を低減する。

第1の態様において、遠方視に対する縦方向の球面収差は眼自身の収差である。

第2の態様において、これは適宜補正される。この後者の場合において、近方視は有利には遠方視に対して安定化される。

本発明、その特徴並びに利点は、添付図面を参照して記載される、非限定の実施例として与えられるべきでない以下の記述から明らかとなろう。

第1図〜第3図および関連する第6図は、積層した層11の水晶体と置換された球内インプラント10に対する本発明の適用例を示すものである。

第1図は層11の角縁12、その虹彩13、隣に水晶体を収納していたらう14および網膜15を示している。

本発明による球内インプラント10は、図示された好ましい態様において、層11の前後層16に、図10〜図12と虹彩13との間の隙の部分に差し込まれている。

公知の様式で、この球内インプラント10は図17と後部18とを有している。また、該インプラントはその端面であって直径方向に対向する位置に2つの弾性変形可能なアーム20を備えている。これらアームの各々は字型で、かつ虹彩13の縁部における眼11の毛様体に支持され

るように設計されている。

対応する配列は周知であるが、それ自体本発明のいかなる部分も構成しないので、これ以上ここでは記載しない。

ところで、これらは、特にアーム20の配置およびノまたは傾斜について様々な態様が可能である。

また、公知の様式で、この層内インプラント10はメカニカルリレートポリマーなどの合成材料から作ることが出来る。

今、該インプラントを制作した材料の屈折率を n_1 とし、その軸をAとする。

第1図〜第3図に示した態様において、本発明の球内インプラント10は両凸型である。

その端面17の中央部分には以下の式を満たす干渉部分をもつ同心非球面22である。

$$R = \frac{1}{R_1 \left(1 + \sqrt{1 - \frac{R_1^2}{(1+K)^2} \left(\frac{R_1}{R_1} \right)^2} \right)} + \delta_1 Y^2 + \delta_2 Y^4 + \delta_3 Y^6 + \delta_4 Y^8 + \delta_5 Y^{10}$$

ここで R_1 、 K 、 δ_1 、 δ_2 、 δ_3 、 δ_4 および δ_5 は般造パラメ

ータである。

実際のところ、 R_1 は基準面の曲率半径に対応し、 K は一応の円錐角量に対応し、かつ δ_1 、 δ_2 、 δ_3 および δ_4 は後に説明されているような非球面性パラメータに対応する。

実際に、非球面22は、最大値2.35 μm をもつ半径 R_1 の円筒に面成される。

これ以外の前面17の周辺部は非球面22と層11の間に合体しているトロイド状面23を含み、その曲率半径は非球面22と合体している部分において非球面の曲率に等しい。

ここで、 R_1 はこの曲率半径を表すものとし、かつ R_2 および R_3 が対応する中心の半径を表すものとする。

このトロイド状面23は、任意の傾斜率およびノまたは大きな(5.5 μm を越える)直径の煙孔の重大性をうまく最小化する。

これは、また非球状中央部22外の形状を調節することを可能にするという利益をも有している。

事実、このトロイド状面23は、順次3 μm 程度

の半径 R_2 の円筒によって面成される。

該トロイド状面の外方に、球内インプラント10は傾斜な環状のポート24を形成し、そこからアーム20が伸びている。

第1〜第3図に示した態様において、球内インプラント10の後部18は球状である。

ここで、球後部18の半径を R_2 とする。

最後に該後面の軸A上でのその厚さを E で表すものとする。

球内インプラントのパラメータ R_1 、 K 、 δ_1 、 δ_2 、 δ_3 、 δ_4 および δ_5 を決定する、本発明のインプラントの設計上の計算は特定の値のモデルに関連している。

上述したように、このモデルは R_1 、ナバロ等の既のモデルであることが好ましい。

このモデルは第4図に模式的に図示されており、第4図には角縁12、虹彩13および網膜15が示されている。

第4図には水晶体25の様式的表示が示されている。

以下に、例として、この系のモデルの（上記文
献に）指定されている寸法上の特徴を列挙する。

- ・角膜12の前面の半径 R_1 : 1.72 mm;
- $K = -0.26$;
- ・角膜12の後面の半径 R_2 : 0.5 mm;
- ・角膜12の厚さ E_2 : 0.5 mm;
- ・角膜12の後面から水晶体25の前面までの
距離: 3.05 mm;
- ・水晶体25の前面の半径 R_3 : 1.02 mm;
- $K_2 = -3.1316$;
- ・水晶体25の後面の半径 R_4 : -6 mm;
- $K = -1$;
- ・水晶体25の厚み E_3 : 4 mm;
- ・水晶体25の後面から網膜15までの距離
 $D_5 = 16.341$ mm;
- ・網膜15の半径 R_5 : -1.2 mm;
- ・角膜12の屈折率 n_1 : 1.377;
- ・角膜12と水晶体25との間の媒質の屈折率
 $n_2 = 1.337$;
- ・水晶体25の屈折率 n_3 : 1.42;

便宜的に、焦点距離 f' は一定であると仮定す
る。その変動の影響は実際上無視できる。

焦点距離 f' は、例えば $f' = 25$ mmである。
この仮定しい状態においては、2.15 mmという
任意的な値を選択する。

上記のことを基礎として、点毎に近接物体P
を表すカーブを設定するのに光線追跡プログラム
を用いることができる。

これと同じ方法が、第1図に特定の眼について
図示したように、問題とする光学要素と第4図に
示されたような所定の眼のモデル（本例における
ように、問題とする光学要素が眼域内インプラント
10である場合には、水晶体は除かれている）
とを含む光学系に適用される。

しかし、本発明によれば、第1図～第3図に示
した眼域内インプラント10に対して第6図に図
示したように、数値パラメータ R_1 、 K 、 R_2 、 R_3 、 R_4 、
 n_1 および n_2 を、次いで、この光学系に対して、こ
れらパラメータが上記のように近接物体Pに対す
る以下のような代表カーブを与えるように選択

・水晶体25と網膜15との間の媒質の屈折率

n_2 : 1.335。

第5図において、ジオプトル D で表したこのモ
デル1の近接物体Pが水平軸に対してプロットさ
れており、また m で表した軸からの距離Hが垂直
軸にプロットされている。

いかなる球面収差もない状態において、軸Aに
平行で、軸Aからの距離Hにある光線Fは網膜15
において軸Aと交差する。

実際に、第4図に模式的に示したように、対応
する像空間にはどちらかの媒質間の球面収差 dx' が
存在する。

この計算で用いる近接物体Pは以下の式で定義
される:

$$P = \frac{H' dx'}{f' + x'}$$

ここで、 H' は像極体の屈折率であり、 f' は該
眼のモデルの焦点距離である。

実際には、 H' は1.335である。

される。即ち、

・軸からの大きな距離に対しては、代表表的カ
ーブは零以下または常に等しい値をもち、かつ
規定された基準点に対して曲率 $(-1, 1.5)$ お
よび $(-1.5, 2.75)$ をもつ点を通る斜線と該
基準点を通る垂直線との間に完全に隔たれる実質
的に真直ぐの部分を含む;

・該軸からの小さな距離に対しては、代表表的
カーブは該基準点に関して水平直線 (-2.5) と
 (-4) とをもつ点節にてジオプトル軸と垂直に
交差する第2の部分を含む; かつ

・該軸からの中間的距離に対しては、該代表的
カーブは該第1および第2部分と単純かつ連続的
に結合する予備部分を含む。

本発明の理解を容易にするために、近接物体カ
ーブの部分 T_1 および T_2 が存在すべきセクタ
は第5図～第10図では斜線を施してある。

部分 T_1 は遠方視に、また部分 T_2 は近方視に
夫々対応している。

実際には、治療すべき眼1の軸方向の置き

よび/またはその角の曲率半径に応じて、遠方視は、近方物体カーブPを該ジオメトリ軸に沿って移動することにより、調整すれば適した基準点0に相対的に適宜ジオメトリ軸を軸えることにより、必要に応じて調整される。

この調整を達成するのに必要なのは、問題とする球面の一つの半径を適宜に調整することだけである。

この面は球状表面18であり得る。

しかし、同様に関面17をもつ非球面22の基本球の半径 R_0 をもつ面であってもよい。

第6図に示した態様において、この非球面22を規定するパラメータ R_0 、 K 、 R_1 、 R_2 、 R_3 および R_4 は、実際には以下のようにして選択される。即ち、遠方視（部分T₁）に対しては、この光学要素と使用した眼のモデル（ここで該光学要素は眼球内インプラント10であるので水晶体は除かれている）とを含む光学系による縦方向の球面収差が、水晶体をもつ完全な眼のモデルのみの収差と実質的に同じになるように選択される。

調整すれば、得られる近方物体カーブPの部分T₁は使用した眼のモデルの近接物体カーブPの対応する部分と実質的に同一の形状をもつ。

とにかく、このモデルと本発明の光学要素とを含む光学系の近接物体カーブPがこのようにして決定されてしまえば、自動的最適化プログラムが使用する数値パラメータの値の決定に使用でき、特に最小二乗法を用いた最適化プログラムが使用できる。この技術は量分野の当業者には周知である。

本発明の眼球内インプラント10は両凸型である以外に凸-平面型であってもよく、その表面18は平面とみてよい程に十分大きな半径 R_0 をもつ。

全く同様に平-凸型であってもよく、従ってこの場合その前面17の非球状中央部22の基本球の半径 R_0 は比較的大きい。

更に、治療すべき眼11の前庭部16に差込む代りに、本発明の眼球内インプラント10は全く同じように後眼房中に差込むことができる。

また、本発明の第2の態様において、決定すべ

き数値パラメータは、以下のように選択される。即ち、遠方視に対して、該光学要素と使用する眼のモデル（ここで、水晶体はこの場合のように該光学要素が眼球内インプラント10である場合には除かれている）とを含む光学系による縦方向の球面収差が全体として補正されるように選択される。

従って、対応する近方物体カーブPの部分T₁は実質的に直線となる。

最後に、本発明の光学要素は、眼球内インプラントとして用いる以外に、全く同様にコンタクトレンズとしても用いられる。

この場合、使用する眼のモデルの水晶体は勿論保持されている。

表1および/または、第6図〜第13図を参照して、本発明の様々な光学要素の性質、およびこれらが差込まれる眼組織及び該要素の数値パラメータを示す。これらの要素の付随図様は“前眼房”である場合には略号“AC”で、また“後眼房”である場合には略号“PC”で表す。

勿論、本発明はこれらの実施例により制限されることはない。

4.図面の簡単な説明

第1図は、本発明の光学要素を取付けた環の軸方向の断面を示す図であり、

第2図は、拡大して示したこの光学要素の平面図であり、

第3図は第2図のラインB—Bでとった該光学要素の軸方向の断面を示し、

第4図は一部軸方向の断面で示した、本発明で使用する環のモデルの部分図であり、

第5図は、孤立状態での、該環のモデルの近接物体のカーブに接する図であり、

第6図は、この環のモデルと本発明による光学要素を含む光学系の近接物体カーブに接する第5図と同様な図であり、および

第7図～第18図は、本発明による他の光学要素に対する第6図と同様な図である。

(主な参照番号)

10…環体内インプラント；

11…環；

12…角面；

15…単眼；

16…角膜層；

17…前房；

18…後房；

26…アーム；

28…赤緑面；

29…トロイド状面；

25…水晶体；





